

**KALKSALZUNTERSUCHUNG AM CALCANEUS
MIT DER COMTON-RÜCKSTREU-METHODE**

ERGEBNISSE MIT EINEM NEUEN UNTERSUCHUNGSVERFAHREN

von
Rolf Schürger
aus
Bamberg



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548407_0067

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. D. Hohmann

KALKSALZUNTERSUCHUNG AM CALCANEUS MIT DER COMTON-RÜCKSTREU-METHODE

ERGEBNISSE MIT EINEM NEUEN UNTERSUCHUNGSVERFAHREN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Rolf Schürger
aus
Bamberg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät der
Universität Erlangen-Nürnberg

KALKALUNTERSUCHUNG AM CALCANEUS
MIT DER COMPTON-RÜCKSTREU-METHODE
ERGEBNISSE MIT EINEM NEUEN UNTERSUCHUNGSVERFAHREN



Dekan: Prof. Dr. L. Demling

Referent: Prof. Dr. D. Hohmann

Tag der mündlichen Prüfung: 14. August 1973

Meinen lieben Eltern
in Dankbarkeit gewidmet.

INHALTSVERZEICHNIS

I.	Erste Versuche der Osteoporose-Diagnostik	4
II.	Prinzipien der radiologischen Bestimmung des Mineralsalzgehaltes im Knochen	
	1) durch Photometrie von Röntgenbildern	
	a) nach HEUCK	7
	b) nach KROKOWSKI	9
	c) nach KRIESTER	11
	2) durch direkte radiologische Densitometrie	
	a) nach FROMMHOLD	13
	b) nach CAMERON	14
	c) nach SCHUSTER	15
III.	Physikalische Grundlagen und Methodik des Compton - Rückstreu - Verfahrens	
	1) Physikalisches Grundprinzip	16
	2) Apparatur und Meßobjekt	21
IV.	Ergebnisse der Messungen	
	1) Überprüfung der Apparatur	23
	2) Eichmessungen von Flüssigkeiten	24
	3) Meßreihe mit Würfelphantomen	25
	4) Meßreihe mit PVC-Calcanus-Modell	26
	5) Meßreihe mit excidierten Calcanei	27
	6) Messungen von Patienten	29
V.	Diskussion der Ergebnisse	31
VI.	Zusammenfassung	36
VII.	Verzeichnis von Abbildungen und Tabellen	37
VIII.	Literatur-Verzeichnis	54
IX.	Danksagung	60
X.	Lebenslauf	61

Die Osteoporose ist ein klinisches Syndrom (5) der Knochenatrophie, über deren Pathogenese und Therapie der medizinischen Wissenschaft in den vergangenen Jahrzehnten wenig bekannt war. Erst in den letzten Jahren ist dieses Thema in vielen Veröffentlichungen und Symposien aufgenommen und näher untersucht worden. Gleichzeitig versuchte man auch, diagnostische Verfahren zu entwickeln, die ein Erkennen der Osteoporose schon im Nativstadium (21) erlauben, um eine wirksame Frühbehandlung zu ermöglichen (2,3,21,34,37).

Doch gerade in dieser Beziehung birgt der rein röntgenologische Nachweis generalisierter Osteopathien (6,13,29,30) grundsätzliche Nachteile. Denn durch die bisherige Beurteilung einer Röntgenaufnahme mit dem bloßen Auge war nur dann die Diagnose einer Osteoporose möglich, wenn der Entkalkungsgrad auf mindestens ein Drittel der Gesamtkonzentration angestiegen war (34).

Bisher bekannte Techniken zur Osteoporose-Diagnostik nutzen die Tatsache der pathologischen Veränderungen des Mineralsalzgehaltes im Knochen bei Osteopathien aus, die von verschiedenen Seiten erörtert wurden (1,5,19,21,14,32).

Chemisch-analytische Untersuchungen des Blutes und Urins von HAAS (11) brachten nicht die erhofften Ergebnisse, da sich nur eine Stoffwechselstörung, aber nicht die lokale oder generalisierte Osteoporose, erkennen ließ. Auch der Versuch von HARRISON (12) , durch Zufuhr von Ca^{47} radioaktive Calciumisotope in dem Ca-Pool des Knochens zu untersuchen, zeigte nur das unbefriedigende Resultat, daß die Werte der Calciumretention bei Osteoporose-Patienten nicht wesentlich abweichen von denen gesunder Probanden . Nach eigenen Experimenten sieht auch BESSLER (1) in der Skelett-Szintigrafie nur eine Ergänzung zur Röntgenaufnahme , die keine Aussage über den Mineralsalzgehalt liefert.

Mehr erfolgversprechend scheinen radiologische Methoden zu sein, die auf dem Zusammenhang zwischen der zu ermittelnden Knochendichte und dem radiologisch-densitometrisch meßbarem Mineralsalzgehalt des Skeletts basieren. Die Problematik dieser Verfahren besteht darin, daß Unsicherheiten nicht nur in den technischen Meßgeräten, sondern auch in den physiologischen Schwankungsbreiten des untersuchten Materials auftreten können. Daraus erwachsende Schwierigkeiten versucht

man durch geeignete Wahl der Meßtechnik und durch geschickte Selektion des im menschlichen Körpers liegenden Meßpunktes zu umgehen . Bei hinreichender Genauigkeit der Technik, die durch Vergleichsmessungen an Körpern bekannter Dichte festgestellt wird, kann man sich auf die Schwierigkeiten konzentrieren, die durch die physikalische Eignung des zu untersuchenden Gewebes entstehen.

Besonders geeignet als Objekt für solche Messungen scheinen einmal die Extremitätenknochen und andererseits die Wirbelkörper zu sein. Erstere sind günstig auf Grund der einfachen praktischen Anwendbarkeit und Handhabung; dabei läßt sich durch hohen Abstand größtmögliche Schonung von strahlenempfindlichen Körperregionen erreichen. Andererseits ist gerade die Wirbelsäule für die Diagnose der Osteoporose durch die schon im frühen Stadium auftretenden Veränderungen der Wirbelkörperspongiosa der optimale Bereich für solche Untersuchungen (23) , da sicherlich hier eine eben beginnende Osteopathie diagnostiziert werden kann. Wegen Schwierigkeiten mit der relativ großen Weichteildicke ist jedoch diese Lokalisation nur für wenige Meßmethoden diskutabel. Extremitäten und Wirbelsäule sind so auch

die am häufigsten verwerteten Körperregionen, die bei den bisher bekannten Verfahren, welche in ihren Grundzügen im folgenden Kapitel mit Vorzügen und Nachteilen dargestellt werden sollen, Verwendung finden.

Prinzipien der radiologischen Mineralsalzbestimmung durch Röntgenbild-Photometrie und Durchstrahlung mit Röntgen- und Gammastrahlen (Abb. 1)

Über den naheliegenden Versuch, das inexakte Auge bei der Beurteilung der Schwärzung des Röntgenfilmes durch ein präzise arbeitendes Meßgerät zu ersetzen, haben zuerst KEANE u. Mitarb. (17) berichtet. Mit Hilfe eines Photometers wurden Röntgenaufnahmen ausgewertet, bei denen die Transparenz des untersuchten Knochenbereiches mit Vergleichskörpern als Referenzsystem in Beziehung gebracht wurde. Durch diese Korrektur konnten größere Fehlerquellen, die durch unterschiedliche Filmschwärzung bei ungleicher Filmqualität, Entwicklung und Strahlenquantität der Röntgenröhre entstehen, zum Teil ausgeschaltet werden. Weiterhin wurden empirisch Korrekturen

für den Einfluß durch verschiedene Weichteildicken eingeführt. Als Referenzsystem verwendete man in Versuchen Phantome aus Metall und Kunststoff, Knochen und Kunstharzkörper mit homogen einpolymerisiertem Knochenpulver oder Hydroxylapatit-Körnchen in der Größenordnung der Spongiosabälkchen . Die letztere Möglichkeit haben HEUCK und SCHMIDT (16) dahingehend entwickelt, daß sie das Referenzsystem in Form zweier treppenförmiger Körper ausbildeten, an denen die Filmschwärzung stufenweise mit der des untersuchten Knochens verglichen werden kann . Die Dicke des ausgewählten Stufenbereiches wird hierbei annäherungsweise dem Durchmesser und damit der erwarteten Transparenz des untersuchten Knochens angeglichen . Dadurch wird eine feine Abstufung der Ergebnisse bei der photometrischen Auswertung gewährleistet. Da die Strahlenschwächung durch das Phantom, die in chemisch-analytischen Vorversuchen bestimmt wird, bekannt ist, kann von diesem Eichwert auf den Mineralsalzgehalt des Knochens umgerechnet werden, der nach HEUCK und KROKOWSKI (27) in Milligramm Knochenmaterial (oder Hydroxylapatit) pro Milliliter Gesamtknochen angegeben wird (14) .

Nach sorgfältiger Untersuchung und Berücksichti-

gung von möglichen Fehlerquellen konnte im Vergleich zu den Werten, die durch chemische Analysen gewonnen wurden, eine Abweichung der Einzelwerte von ca. $\pm 10\%$ erreicht werden. Schlechtere Resultate erhält allerdings STRÜTER (34) bei ausführlicher Berechnung der Fehlereinflüsse, wonach der Gesamtfehler des Heuckschen Verfahrens bei 50 - 70 mg/ml (bei einer durchschnittlichen Hydroxylapatit-Konzentration von etwa 220 mg/ml) liegt. Außerdem beschränkt sich die Anwendbarkeit dieser Densitometrie-Möglichkeit auf die Spongiosa von Femur und Calcaneus . Auch wegen der schwierigen Anwendbarkeit des Phantoms und der umständlichen Korrektur des Weichteileinflusses fand das Verfahren indessen wenig Anklang.

Eine Methodik, bei der weniger Fehlerquellen entstehen, beschreibt KROKOWSKI u. Mitarb. als "röntgenologische Substanzanalyse" (19,23). Allerdings ist der Aufwand an technischem Gerät größer als bei der Methode von HEUCK . KROKOWSKI verwendet als Referenzsystem zwei Strahlenquellen unterschiedlicher Photonenenergie und Materie , mit deren Hilfe man je ein Röntgenbild , beispielsweise mit 60 kV und 200 kV bei der Wirbelsäule, von identischen Knochenpunkten und einem gewebe-

ähnlichen Phantom angefertigt. Hierbei wird bei der weicheren Aufnahme besonders die Ordnungszahl des durchstrahlten Körpers durch verschiedene Schwärzungswerte berücksichtigt, während bei der harten Strahlung die Absorption hauptsächlich von der Dicke und der Dichte der Weichteile und des Knochens abhängt. Aus der differierenden Transparenz identischer Stellen beider Bilder kann man die effektive Ordnungszahl des durchstrahlten Objekts bestimmen. Gleichzeitig erhält man einen Wert für den Störfaktor durch umgebende Weichteile und durch Filmbearbeitung, der auf den zwei Röntgenfilmen identische Verfälschungen hervorruft und der damit beseitigt werden kann. Die Eichung erfolgte wie bei HEUCK nach chemisch-analytischen Vergleichsmessungen, die hier allerdings an Wirbelsäulenpräparaten durchgeführt wurden. Mittels eines speziellen Rechenschiebers kann durch Einstellung der Schwärzungsdifferenzen Weichteil / Knochen der Hydroxylapatit- bzw. Calciumgehalt des Knochens abgelesen werden.

Nach Ergebnissen mehrerer Dissertationen erhält KROKOWSKI eine Abweichung der Werte seiner röntgenologischen Substanzanalyse im Vergleich mit denen der chemischen Analyse von $\pm 4\%$.

Die physikalische Grundidee KROKOWSKI's wurde in der Radiologischen Klinik in Jena übernommen. An dem Meßverfahren wurde aus praktischen Erwägungen eine Veränderung der Strahlenqualitäten, die hier 70kV bei 2,5mm Al-Filterung und 240kV bei 2mm Cu-Filterung betragen, vorgenommen. KRIESTER (18) beschreibt diese Variante der röntgenologischen Substanzanalyse und geht auf Möglichkeiten, Fehler und Grenzen der Methode von KROKOWSKI ein. Er weist auf Ungenauigkeiten in der Bestimmung der Knochendicke durch irreguläre Knochenformen und auf die Abhängigkeit des Verhältnisses der Schwächungsgleichwerte von der Dickenmessung des Knochens hin. Letztere erfolgt durch eine Aufnahme in einer zweiten Ebene mit der Fehlerbreite von bis zu 30 %, ergibt aber bei Einsetzen in die Endformel, in der die Knochendicke im Zähler nur kleine Differenzen bewirkt, für den Mineralsalzgehalt nur Ungenauigkeiten von tolerierbarem Umfang.

Weitere Fehler entstehen durch die Annahme KROKOWSKI's, zwischen Hydroxylapatitgehalt des Knochens und dem Verhältnis der Knochenschwächungsgleichwerte würde ein linearer Zusammenhang bestehen. KRIESTER erhält jedoch nach mathematischer Ableitung eine Abhängigkeit des effektiven Schwächungs-

gleichwertes , und damit auch des Mineralsalzgehaltes , von der Knochendicke . So weist er auf die Veränderung der Strahlenhärte bei Verwendung eines heterogenen Strahlengemisches hin , besonders wenn mit schwachgefilterter niederenergetischer Strahlung unterschiedliche Knochenlokalisationen untersucht werden . Trotz dieser Unzulänglichkeiten gibt jedoch KRIESTER dem Verfahren von KROKOWSKI gegenüber den vorher besprochenen Methoden den Vorzug. Aber erst bei Berücksichtigung der oben aufgeführten Fehlermöglichkeiten ließe sich eine Genauigkeit der Mineralsalzgehalt-Bestimmung von 5 - 10 % in Abhängigkeit vom Meßpunkt realisieren.

Auch SEYSS muß bei der Beschreibung einer weiteren, vereinfachten Film-Densitometrie-Methode zugeben, daß dies "keine empfindliche Untersuchung" (33) sei.

Von SCHUSTER (32) wird überhaupt die Verwendung von Film als Strahlenmeßgerät kritisiert, da geringe Schwärzungsdifferenzen zu große Schwankungen in den Resultaten hervorrufen. Er wird unterstützt von STRÜTER (34), der darauf hinweist, daß schon homogen belichtete Filme unsystematische Schwankungen von etwa 4 % aufweisen.

Den Versuch einer direkten radiologischen Densitometrie, also ohne Umweg über das Röntgenbild, beschreibt FROMMHOLD u.Mitarb. (9). Er ersetzt die fotografische Aufnahme durch einen als Zählrohr fungierenden Szintillationszähler, dessen Zählrate von der Dicke und Dichte des durchstrahlten Körpers abhängig ist. Als Strahlenquelle wird ein Röntgenmonochromator mit einer Energie von 17,5 keV benutzt. Der fest am Objektisch aufliegende Arm wird bei der Messung motorisch durch den Meßstrahl bewegt. Gleichzeitig wird mit einem Schreiber eine Kurve der Strahlendurchlässigkeit aufgezeichnet, die allerdings keine absoluten Mineralsalzwerte angibt. Ein weiterer Nachteil liegt in der Tatsache, daß diese Meßmethode praktisch nur für Phalangenknochen anzuwenden ist, da bei dickeren Knochen die Resultate zu ungenau werden. Allerdings sind die Ergebnisse der Reproduzierbarkeit für Messungen am Fingerknochen von MASON u.Mitarb. mit einer im Prinzip gleichen Apparatur, deren Streubereich bei $\pm 6\%$ liegen soll, noch relativ günstig im Vergleich zu den Angaben des gleichen Autors über Mineralsalzbestimmung durch die photometrische Auswertung von Röntgenaufnahmen mit 10 - 14 % (25).

Eine ähnliche Methodik, bei der der Röntgenmonochromator durch eine γ -Strahlenquelle ersetzt wird, gibt CAMERON u.Mitarb. (4) an . Der Vorteil liegt in einer geringeren Strahlenbelastung des gemessenen Gewebes bei geringerem Aufwand an experimentellem Gerät . CAMERON verwendet als Photonenquelle die Radionuklide ^{125}J bei einer Energie von 27,3 keV und ^{241}Am mit 59,6 keV. Seine Messungen des Calciumhydroxidapatit-Gehaltes nimmt CAMERON an definierten Knochenbereichen des Unterarmes vor, wobei dem Meßobjekt der zu einer konstanten Körperdicke fehlende Raum durch weichteiläquivalentes Material hinzugefügt wird. Wird nun der Meßstrahl einmal durch Knochen mit Weichteilen, das andere Mal nur durch Weichteilgewebe gesandt, so läßt sich aus der Differenz der Werte , die der als Kristalldetektorsystem ausgebildete Szintillationszähler ergibt, auf die Dichte der entsprechenden Knochenregion schließen. CAMERON weist auf die Möglichkeit hin, durch Ausweitung seines Verfahrens auf zwei Strahlenqualitäten analog zur KROKOWSKIschen röntgenologischen Substanzanalyse die Ca/P-Relation bestimmen zu können . An Knochenphantomen wurde die Fehlerbreite der Methode von CAMERON mit ca. 3 % bestimmt. MAZESS u.Mitarb. fand bei

späteren Überprüfungen der Abweichung an Knochenpräparaten mit und ohne Weichteilen im Vergleich zur chemischen Analyse einen "totalen Fehler" von 8 % (26) . Dieser wird von MAZESS allerdings bei den Methoden der Röntgenfilmdensitometrie auf wesentlich höhere Zahlen geschätzt.

Ebenfalls monochromatisch strahlende radioaktive Isotope verwenden mehrere modifizierte Verfahren, wie das an Kindern angewandte Gerät von SCHUSTER u.Mitarb. (31,32) . Es erlaubt die Verwendung von verschiedenen Nukleiden, wie Cobalt 57, Blei 210 oder Jod 125, an differenten Körperlokalisationen, wobei das Meßobjekt mit Hilfe einer entsprechenden Mechanik kontinuierlich an der Strahlenquelle vorbeibewegt werden und dadurch eine Dichteverteilung aufgenommen werden kann .

SCHUSTER konnte mit dieser Apparatur Mittelwerte und Streuung des Mineralsalzgehaltes von Kindern im Alter von 0 bis 14 Jahren an identischen Meßpunkten der Ulna festlegen.

Von REISS u.Mitarb., die Methode und Gerät des Schusterschen Verfahrens entwickelten, ist auch eine weitere Untersuchungsanlage konstruiert worden , die nach einer bisher nicht angewandten physikalischen Grundlage arbeitet.

Über diese neuartige Compton-Rückstreu-Methode wird im Folgenden ausführlich zu berichten sein.

PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN UND METHODIK
DES COMPTON-RÜCKSTREU-VERFAHRENS

Physikalisches Grundprinzip

Das Prinzip der Compton-Rückstreu-Methode beruht auf der physikalischen Entdeckung des "Compton-Effektes" durch den gleichnamigen amerikanischen Wissenschaftler.

Die sog. Compton-Streuung tritt auf, wenn Röntgen- oder Gammastrahlen auf leichte Elemente stoßen (Abb.2). Die einfallenden Photonen geben gemäß dem Impulserhaltungssatz einen Teil ihrer Energie an das getroffene Elektron des Streukörpers ab, sodaß dieses abgelöst wird. Die restliche Energie steckt in dem gestreuten Lichtquant,

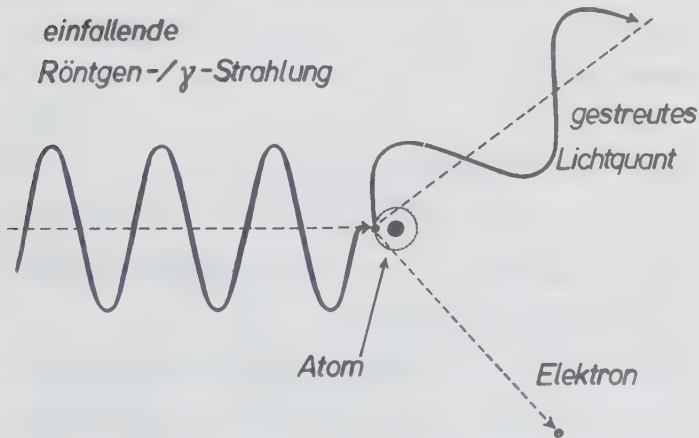


Abb.2: Compton-Streuung

dessen Frequenz nach der Einsteinschen Formel
(Energie = Wirkungsquantum $\times$ Frequenz) vermindert ist.

Bei der mathematischen Ableitung der Gleichung für die Berechnung des Mineralsalzgehaltes geht man aus von der Zahl der Elektronen $\nu \text{ cm}^{-3}$ im Streuvolumen , das von den Bleilamellen des Kollimators ausgeblendet wird. Von den pro cm^2 einfallenden Primärquanten N der Energie E_0 werden

$$dN = \nu \cdot N \cdot \left(\frac{d\sigma}{d\Omega} \right)_{\theta} \cdot d\Omega \quad 1)$$

unter dem Winkel θ in den Raumwinkel $d\Omega$ gestreut, wobei $\left(\frac{d\sigma}{d\Omega} \right)_{\theta}$ den Streuquerschnitt angibt, für den die Klein-Nishina-Formel gilt.

Die Energie dieser Primärquanten ist abhängig vom Winkel θ und ist gegeben durch die Compton-Formel

$$E = \frac{E_0}{1 + \frac{2E_0}{m \cdot c^2} \sin^2 \frac{\theta}{2}} \quad 2)$$

Hierbei bedeutet m die Elektronenmasse und c die Lichtgeschwindigkeit.

Wie aus Formel 1 ersichtlich , ist die Zählrate dN bei gleicher Einstrahlung und konstanter Geometrie der Elektronenzahl ν proportional.

Bei den Elementen mit Kernladungszahlen von 2 bis 20, also bis zum Calcium, ist die Kernladungszahl ziemlich genau gleich dem halben Atomgewicht. Elemente mit höherer Ordnungszahl kommen im Körper in radiologisch interessanten Mengen nicht vor; Kontrastmittel interessieren hier nicht.

Die wichtigste Ausnahme von obiger Regel ist der Wasserstoff mit Kernladungszahl 1 und Atomgewicht 1. Während also Verbindungen mit relativ wenig Wasserstoff, z.B. Knochensubstanz, je Mol etwa $L \cdot \sum_i Z_i$ Elektronen besitzen (wobei L die Avogadrosche Zahl = $6,026 \cdot 10^{23}$ und $\sum_i Z_i$ die Kernladungszahlensumme der i verschiedenen Bestandteile bedeutet), liegt der entsprechende Wert für Wasser, Fett und ähnliche Stoffe etwas höher. Man hat daher für die Compton-Streuung eine etwas andere als die makroskopische Dichte einzusetzen.

Bezeichnen wir mit A_i das Atomgewicht des i-ten Bestandteils, so kann man als Faktor für jede Verbindung definieren :

$$f = 2 \frac{\sum_i Z_i}{\sum_i A_i} \quad 3)$$

Einige Beispiele sind aus folgender Tabelle zu

entnehmen :

Stoff	Wasser	Fett	Knochen	Muskel
Makrosk.Dichte ϱ_M	1,0	0,92	1,1-1,4	1,0
f	1,11	1,11	1,0	1,11
"Elektronendichte" ϱ_E	1,11	1,02	1,1-1,4	1,11

Da die Compton-Streuung etwas andere Dichte-Verhältnisse als die Wägung ergibt, ist dies bei der Auswertung zu berücksichtigen.

Die Schwächung der Strahlung auf dem Wege durch den Körper ist relativ gering. Die theoretische Reichweite der Strahlung in Wasser bis zum Abfall der Intensität auf den Wert $1/e$ beträgt 11,6 cm. Das Strahlendefizit ist nahezu ausschließlich auf die Compton-Streuung zurückzuführen, durch die eine Auffächerung des anfangs engen Bündels entsteht. So kommen auch Teile der vorwärts gestreuten Quanten zur Wirkung. Daher muß die wirkliche Schwächung der Strahlung experimentell bestimmt werden. Ein durchgeführter Versuch, bei dem in den Strahl Absorberschichten verschiedener Dicke eingebracht wurden, lieferte Ergebnisse für die quantitative Schwächung. Unter Berücksichtigung der Elektronendichte des verwendeten Materials

konnte die entsprechende Absorptions-Konstante berechnet werden .

Für die Primärstrahlung (Cs^{137} 662 keV) gilt

$$N_1 = N_0 \cdot \exp (-\alpha_1 \cdot W_1 - \beta_1 \cdot K_1 \cdot \varrho_E) \quad 4)$$

α_1 und β_1 sind Materialkonstanten

W_1 ist die durchstrahlte Weichteildicke

K_1 ist die durchstrahlte Knochendicke bis zum Schwerpunkt des Streuvolumens

N_0 ist die Zählrate der Impulse pro 2 Minuten bei Plexiglas-Phantom - Messungen als Bezugssystem

Dementsprechend ergibt sich für die Streustrahlung (241 keV in der Achse des Kollimators) :

$$N_2 = N_1 \cdot \exp (-\alpha_2 \cdot W_2 - \beta_2 \cdot K_2 \cdot \varrho_E) \quad 5)$$

Die zu ermittelnde Dichte ϱ_E zeigt eine Abhängigkeit von der Zählrate N und von Knochen- und Weichteileinflüssen :

$$\varrho_E = (N - 11700 \cdot \varrho') \cdot 0,6531 \cdot 10^{-5} \cdot \exp (0,085 \cdot W + 0,0766 \cdot \varrho' \cdot K) \quad 6)$$

$N = 153451 \cdot \frac{N_1}{N_0}$: Berücksichtigung der zeitlichen Konstanz, wobei N_1 die gemessene Zählrate ist .

ϱ' = Schätzwert der Dichte, der vom Computer durch Iteration laufend zu verbessern ist, bis $\varrho_E - \varrho' < 10^{-5}$ ist .

$W = 0,9254 \cdot (W_1 + 1,5 \cdot W_2)$ 0,9254 und 0,854
 $K = 0,854 \cdot (K_1 + 1,5 \cdot K_2)$ sind Maßstabsfaktoren

Die Zahlenwerte in Formel 6) sind empirisch gefundene Korrekturfaktoren für :

Vielfachstreuung (11 700)

Apparaturkonstante ($0,6531 \cdot 10^{-5}$)

Absorption durch Weichteile (0,085)

Absorption durch Knochen (0,076)

Man löst die Formel 6) zweckmäßigerweise als Iterationsformel mit dem Computer .

Um bei den Messungen eine möglichst geringe Streurate infolge der Mehrfachstreuung zu erhalten, erfolgt die Einstellung des Diskriminators auf geringe Kanalbreite (0,7 bei Basislinie 2,0) .

Apparatur und Meßobjekt

Bei der Compton-Rückstreu-Methode wird nun ein γ -Strahler (bei den durchgeführten Untersuchungen Caesium 137) auf das Meßobjekt gerichtet, als das

für erste Messungen ein relativ großer, möglichst homogener Knochen am besten geeignet erschien.

Mit gewissen Abstrichen erfüllt diese Bedingungen der Calcaneus, der aber außerdem Vorteile wegen einfacher Handhabung und minimaler Strahlenschädlichkeit durch großen Abstand von den gefährdeten Gonaden bietet.

Es wurde daher eine Fußhaltevorrichtung konstruiert, die das Bein eines sitzenden oder liegenden Patienten aufnehmen kann. Aus praktischen Gründen wurde die Strahlenquelle mit ihrem massiven Abschirmungsmantel unter dem zu messenden Fuß, der Szintillationszähler mit dem angekoppelten Bleikollimator davor in einem Winkel von 70 Grad angebracht (Abb.3) .

Von dem im Vorversuch verwendeten Wasserbad, in das die zu messende Extremität zum Ausgleich von Weichteildifferenzen gebracht wurde, sah man aus Gründen der Bequemlichkeit und Hygiene ab, es wurde ersetzt durch eine axial angeordnete Röntgenaufnahmeapparatur, durch die sich die Weichteilstrecken leicht bestimmen lassen, aus denen sich die nötigen Korrekturen für die Absorptionswege errechnen lassen .

ERGEBNISSE VON MESSUNGEN MIT DER COMPTON-RÜCKSTREU-METHODE

Überprüfung der Apparatur (Abb.4)

Durch Messung von Nullzählraten (kein Meßobjekt) im Dauerversuch wird die Konstanz des Gerätes festgestellt . Bei der Betrachtung der Mechanik wird insbesondere am Verschluß der Anlage überprüft, ob ein störungsfreies Öffnen und Schließen gewährleistet ist .

Dazu wird in die Fußhalte-Vorrichtung ein Plexiglas-Eicheinsatz eingelegt, der einen homogenen Streukörper darstellt. Er ist so justiert, daß er sich immer in gleicher, definitiver Lage befindet. Über 3 Stunden wird nun alle 2 Minuten die Zählrate gemessen, wobei nach jeder Messung der Verschluß geschlossen und wieder geöffnet wird. Die Zählrate nimmt in der angegebenen Zeit um 4410 kontinuierlich ab. Dieser Abfall ist auf den Temperaturgang der Elektronik, insbesondere des Szintillationszählers , zurückzuführen . Große Schwankungen sind in der Zählrate nicht festzustellen. Die statistische Auswertung erfolgt mit dem FOCAL-System nach LINDER (24) .

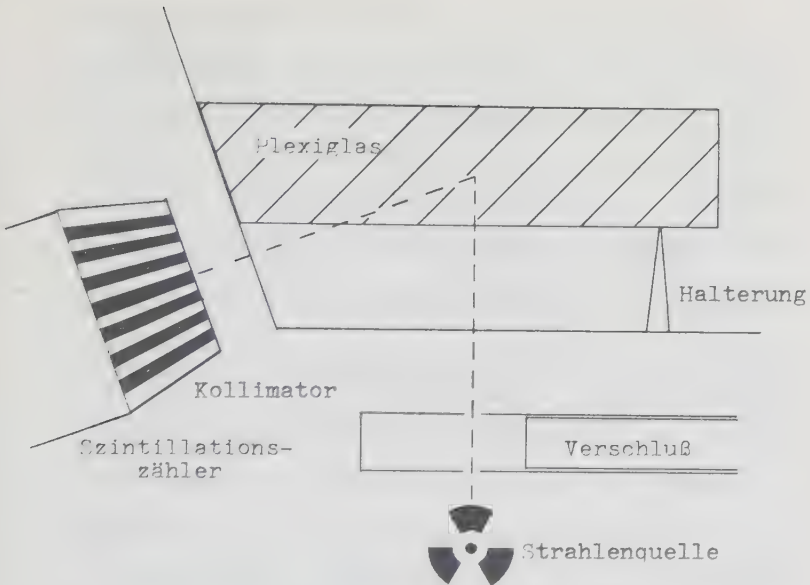


Abb.4: Messung von Nullzählraten

Eichmessungen von Flüssigkeiten

Die Fußhaltevorrichtung der Apparatur wird mit einem Polyäthylenbeutel ausgelegt, der mit Flüssigkeit gefüllt ist. Die Wegstrecken der Primärstrahlung K_1 und Streustrahlung K_2 sind bekannt und konstant, Weichteilstrecken entfallen. Die Meßwerte und Auswertungen sind der Tabelle 1 zu entnehmen. Die Abweichung von der Soll-Elektro-nendichte beträgt maximal 4 % .

In dieselbe Anordnung wird zur Bestimmung der

Flüssigkeiten	N_1	N_0	ρ_E	Soll ρ_E	Abweich. %
Wasser	101490	150500	1.11	1.11	± 0
Benzin	85800	148000	0.822	0.85	- 3,2
Trichloräthylen	107600	146600	1.40	1.46	- 4.0
Glycerin	107868	147200	1.39	1.34	+ 3.8

Tab.1: Messungen von Flüssigkeiten am 17.und 19.8. 1971 mit konstanten $K_1=3.34$ und $K_2=3.77$ ($W_1=W_2=0$).

Vielfachstreuung ein Bleieinsatz mit einer Bohrung von 10 mm so eingebracht, daß das Intensitätsmaximum des Primärstrahls mit dem Bohrmittelpunkt übereinstimmt. Die Sekundärstrahlung bleibt unbeeinflusst. Die Differenz der Zählraten mit und ohne Bleizusatz ergibt die Aussage, daß bei höherer Elektronendichte die Vielfachstreuung ansteigt .

Kontrolle der Meßgenauigkeit mit Würfelphantomen

Zur Bestimmung der Meßgenauigkeit an festen Körpern werden Würfel aus verschiedenen Materialien in die Fußhaltevorrichtung gebracht. Bei gleicher Anordnung im Meßstrahl ($K_1= 0,8$ und $K_2= 1,35$) werden die Materialien verschiedener Dichte

unterschiedliche Zählraten ergeben. Die Auswertung erfolgt mittels einer FOCAL-Formel unter Berücksichtigung der veränderten Nullrate. Aus Tabelle 2 sind die Meßwerte für die differenten Stoffe im Vergleich mit der Elektronendichte, die aus der makroskopischen Dichte und dem Faktor f (vgl.S.18) rechnerisch ermittelt wird, zu ersehen.

Die Übereinstimmung ist hier mit einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0,9992$ sehr gut. Auch die Standardabweichung liegt mit 2,5 % recht günstig.

Meßreihe mit PVC-Calcanus-Modell

In einer weiteren Meßreihe, bei der ein ungleichmäßig geformter Körper als Meßobjekt dienen soll, findet die PVC-Nachformung eines Calcanus Verwendung. Dieses Phantom dient als Modell eines homogenen Knochens bekannter Dichte. Als Weichteilersatz wird hierbei Wasser verwendet, das eine annähernd gleiche Dichte besitzt.

Es werden, wie später auch bei den Patientenmessungen, die Wegstrecken für W_1, W_2, K_1, K_2 (Abb.3) berücksichtigt, welche hier für den Weg der Primär- ($_1$) und Sekundär- ($_2$) Strahlung in Wasser (W) und PVC (K) gesetzt werden.

Die Messung ergibt eine Abweichung der Ergebnisse aus sechs verschiedenen Punkten von weniger als 4 % (Tab.3) .

Bei einer Vergleichsmessung wurde das das PVC-Phantom umgebende Wasser durch Benzin und Glycerin ersetzt; als Elektronendichte wurde in die Auswerteformel bei Benzin der Faktor 0.77 , bei Glycerin 1.21 eingesetzt . Die sich ergebende Übereinstimmung ist sehr gut (Tab.3) .

Meßreihe mit drei excidierten Calcanei

Um einen Vergleich der Compton-Rückstreu-Meßmethode mit der Veraschungsmethode zu ermöglichen , wird als Meßobjekt mit physiologischer Zusammensetzung der excidierte Calcaneus gewählt. Als Weichteilersatz dient wie schon bei den vorherigen Messungen das Wasserbad.

Der Calcaneus wird justiert und in verschiedenen Punkten, die man durch Röntgenaufnahmen in seitlichem Strahlengang reproduzierbar festhält, gemessen .

Die Knochen werden dann mit einem Hohlbohrer an diesen Meßstellen angebohrt . Die gewonnenen Bohrkern werden verascht .

Bei dem Vergleich der Meßwerte ist zu berücksichtigen

sichtigen, daß ein gewisser Unsicherheitsfaktor in der Zuordnung der nicht völlig gleich großen Meßvolumina bei den beiden Untersuchungsmethoden besteht.

Dennoch ergibt die Auswertung (Tab.4) eine gute Übereinstimmung der Messungen nach der Compton-Rückstreuungsmethode und der Veraschung der Knochenstücke. Die größte Abweichung vom Aschewert beträgt 55 mg/ml , das bedeutet umgerechnet 23 % .

(Anmerkung: Der Calcaneus C in Tab.4 wurde als C' auch mit den ihn in vivo umgebenden Weichteilen gemessen .)

Messungen von Patienten

Anschließend an die Vorversuche werden nun Patienten mit der Compton-Rückstreu-Methode gemessen, um den Calciumapatit-Gehalt im menschlichen Calcaneus zu bestimmen. Von jedem Probanden wird eine kurze Anamnese erhoben, um eventuelle Veränderungen im Calcium-Stoffwechsel des Calcaneus (z.B. bei Fußentlastung, Durchblutungsstörung, u.s.w.) festhalten zu können . Gleichzeitig wird sowohl Konstitutionstyp und Alter der Patienten, als auch Datum und Tageszeit der Messungen und Nullzählrate notiert, um später Vergleiche der die Meßwerte beeinflussenden Faktoren ziehen zu können .

Die Dauer des Meßvorganges für beide Füße einschließlich der Erhebung der Anamnese schwankt zwischen 5 bis 15 Minuten pro Person . Die Ausarbeitung von Röntgenaufnahme und Zählrate kann gesondert vorgenommen werden ; rationeller ist die gleichzeitige Datenauswertung von mehreren Patienten .

Die Ergebnisse der Untersuchungen sind am Ende des Tabellenverzeichnis unter Angabe von Alter, Geschlecht , Konstitutionstyp und eventueller Krankheiten in Altersgruppen zu je 10 Jahren

zusammengefasst. Die Werte der gesunden Probanden wurden zusätzlich als Durchschnittswerte mit Standarddeviation und Streuung zur Bestimmung von Normalwerten ebenfalls nach Altersklassen berechnet und in Tabelle 4 bzw. als graphische Darstellung in Abbildung 4 festgehalten. Die an einigen Probanden vorgenommenen Mehrfachmessungen sind in Abb. 6 dargestellt.

DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Nachdem bei den vergleichenden Dichtemessungen verschiedener Stoffe und Calcaneus-Modelle zur Bestimmung der Meßgenauigkeit der Compton-Rückstreu-Methode sich mit $\pm 4\%$ eine größte Abweichung ergibt, die von den bisher bekannten radiologischen Densitometrie-Möglichkeiten nicht übertroffen wird, kann die Auswertung der Ergebnisse unserer Patientenmessungen mit hoher Aussagegetreffe sicherheit erfolgen.

Die Schwankungen innerhalb der Werte des Mineralsalzgehaltes bei mehrfach vorgenommenen Messungen an je einem Fuß von neun Probanden kann man aus Abb.6 ersehen; die Streubreite ist offensichtlich bei den einzelnen gemessenen Calcanei verschieden. Sie beträgt bei dem Calcaneus mit der größten gemessenen Homogenität unter 1% vom Durchschnittswert (LP 47 links); die größte Streuung erreicht ein Calcaneus mit einer Abweichung von über $\pm 25\%$ (BM 46 links). Da die Einzelmessungen an verschiedenen Lokalisationen des Fersenbeines erfolgten, liegt der Schluß nahe, daß die Calcanei keine absolut gleichmäßige Homogenität bezüglich

der Dichte besitzen . Dies wird auch durch die unterschiedlich hohen Veraschungswerte der in Tab.4 aufgeführten Calcanei bestätigt .

Bei der Betrachtung der zusammenfassenden Aufstellung der Patientenmeßwerte (am Ende des Tabellenverzeichnisses) ist die breite Streuung in der Größe der Einzelwerte augenfällig , die auch in der hohen Standarddeviation ihren Ausdruck findet. Der durchschnittliche 2- σ -Bereich beträgt 103,6 bei einem Mittelwert von 232,8 ; er liegt damit bei $\pm 44,5$ % des Ausgangswertes. In einer neueren Veröffentlichung (22) gibt auch KROKOWSKI für die peripheren Skelettabschnitte mit ca. ± 40 % annähernd die gleiche physiologische Variationsbreite an . Ihre Größe ist wohl auch auf die schon oben erwähnte gewisse Inhomogenität des Calcaneus, auf die starken Unterschiede in der statischen Belastung des Knochens und auf den Einfluß eventueller Einnahme den Mineralstoffwechsel verändernder Medikamente zurückzuführen .

Unterschiede in den Mineralsalzgehalt-Werten des Calcaneus zwischen den männlichen und weiblichen Probanden sind in allen Altersklassen zu verzeichnen (Tab.5).Die durchschnittlichen Resul-

tate der Frauen lagen immer höher als die der Männer ; der Durchschnittswert aller Altersklassen betrug bei den Männern 220,0 mg/ml, bei den Frauen war er mit 240,4 mg/ml um 10,8 % höher .

In der graphischen Darstellung der nach Altersklassen geordneten Mineralsalzwerte der gesunden Probanden(Abb.4) fällt insbesondere der Abfall der gemessenen Werte in den Jahrgängen über 70 Jahren auf. Der durchschnittliche Mineralsalzgehalt beträgt in den Gruppen bis 69 Jahren 237,9 mg/ml;er sinkt dann in den höheren Altersklassen um 12,7 % auf 205,9 mg/ml herab. Dieses Resultat bestätigt die Meinung EICHLERS, daß die physiologische Mineralsalzverarmung des Calcaneus erst ab dem 7.Lebensjahrzehnt auftritt (7). Allerdings steht es in einem gewissen Widerspruch zu Meßergebnissen von HEUCK am Calcaneus (15,27), der mit einer vergleichbaren Anzahl von Probanden schon einen Abfall der Mineralsalzgehalt - Werte im vierzigsten Lebensjahr feststellte,wobei allerdings der mittlere Durchschnittswert annähernd dem mit der Compton-Rückstreu-Methode gefundenen Wert entspricht.

Besonders bedeutsam sind meßbare Veränderungen, die bei Erkrankungen der unteren Extremität auftreten. Eine längerdauernde Ruhigstellung von beispielsweise $1/2$ Jahr ergab bei einem Patienten (Aufstellung am Ende des Tabellenverzeichnis) gegenüber dem gesunden Vergleichsfuß desselben Probanden eine Mineralsalzminderung von 60 mg/ml, was 27,5 % des gesunden, normalen Wertes bedeutet. An einem zweiten Patienten mit $1/4$ -jähriger Entlastung maßen wir sogar einen Mineralsalzverlust von 65 mg/ml, das 32,5 % des gesunden Calcaneus entsprach ; röntgenologisch war die Osteoporose nicht erkennbar.

Nicht exakt konnten wir die Ansicht von VOSE (36) nachprüfen , der einen leichten Anstieg des Knochenkalziums bei kurzdauernder, nur vierzehntägiger Bettruhe festgestellt hat. Man darf aber annehmen , daß erst nach mehreren Wochen einer Ruhigstellung ein Abbau der Knochenminerale erfolgt . Dies wird auch von EICHLER in seinem Buch "Inaktivitätsosteoporose" (7) beschrieben und war auch bei Astronauten im Zustande der Schwerelosigkeit zu beobachten (7, 35) .

Andererseits konnten wir mit unserer Meßmethode feststellen , daß bei Mehrbelastung der unteren

Extremität eine höhere Mineralsalzdichte gemessen wurde . Die Überprüfung der Hydroxylapatitwerte eines Hochleistungssportlers ergab einen um 84,2 mg/ml (entsprechend 34,5 %) höheren Dichtewert als der Durchschnitt seiner männlichen Altersklasse. Auch Pykniker, bei denen eine wesentlich größere Belastung auf dem Fuß ruht als bei Normalgewichtigen , zeigen meist einen überdurchschnittlichen Wert des Mineralsalzgehaltes .

Es soll abschließend erwähnt werden, daß mit der Compton-Rückstreu-Methode auch Messungen im Bereich der Wirbelsäule grundsätzlich möglich sind. Dies hat den Vorteil, daß die oben erwähnte physiologische Variationsbreite bei unausgewähltem, gesunden Patientengut, die beim Calcaneus über $\pm 40\%$ beträgt, nach KROKOWSKI auf ein Maß von nur $\pm 11\%$ beschränkt werden könnte (22) , was eine genauere Diagnose einer calcipenischen Osteopathie im Frühstadium zuließe. Ein solches Wirbelkörper-Meßgerät befindet sich bereits im Stadium der Fertigstellung. Es sollte einen noch größeren Erfolg erwarten lassen dürfen , allerdings bei steigendem Aufwand an technischem Material .

ZUSAMMENFASSUNG

Die bisher bekannten Verfahren zur Osteoporose-Diagnostik werden beschrieben und mit Blick auf ihre praktische Anwendbarkeit diskutiert. Besondere Erwähnung finden die Techniken nach HEUCK, KROKOWSKI und CAMERON. Es folgt die Beschreibung der Grundlagen der Compton-Rückstreu-Methode und der technische Aufbau einer Apparatur, mit der der Mineralsalzgehalt des Calcaneus zu bestimmen versucht wurde. Nach Probemessungen einzelner Materialien, die eine sehr hohe Genauigkeit der Dichtemessungen ($\pm 4\%$) mit diesem Gerät ergeben, werden besonders die Messungen am excidierten und am Calcaneus des Gesunden sowie deren Ergebnisse ausführlich dargestellt. In der Diskussion findet eine Gegenüberstellung dieser Resultate mit denen anderer Autoren statt. Auffällig ist sowohl die Abhängigkeit der gemessenen Hydroxylapatitwerte vom Belastungsgrad des Fußes als auch die große Streubreite der gemessenen Einzelwerte bei allen Jahrgängen und schließlich der Abfall des Mineralsalzgehaltes im Calcaneus in den Altersgruppen der Probanden über 70 Jahren, wobei diese Ergebnisse mit denen anderer Autoren zum größten Teil recht gut übereinstimmen. Auf die mögliche Anwendbarkeit der Compton-Rückstreu-Methode bei Wirbelkörpermessungen wird hingewiesen.

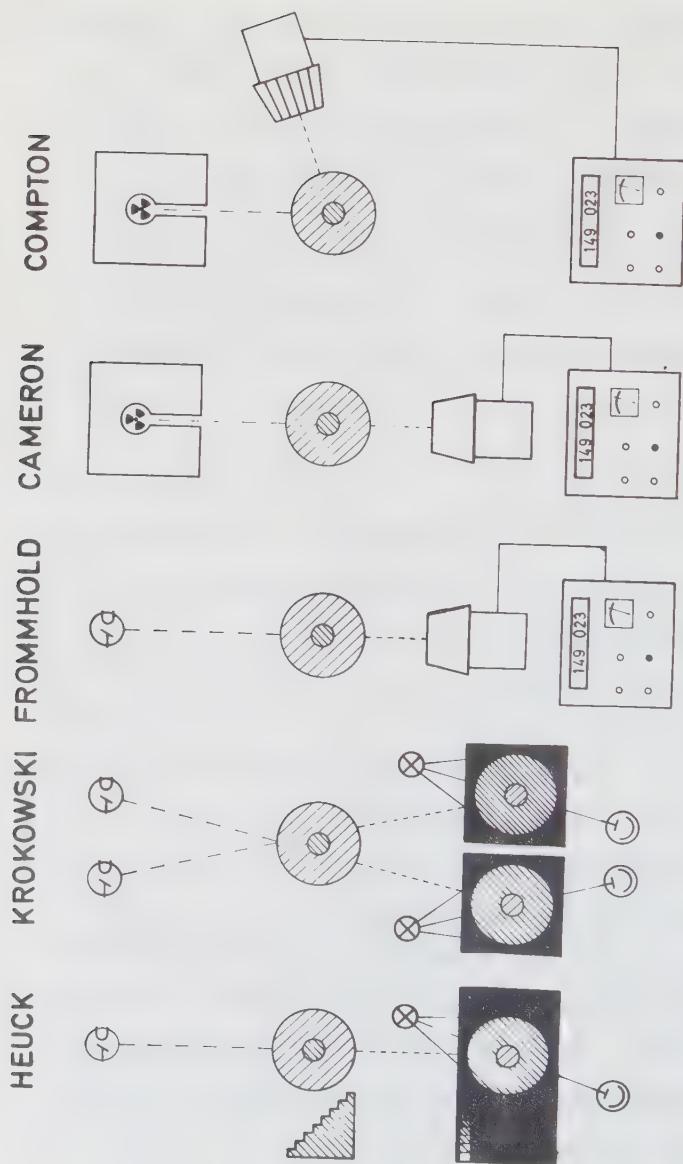


Abb. 1 Verschiedene Meßmethoden

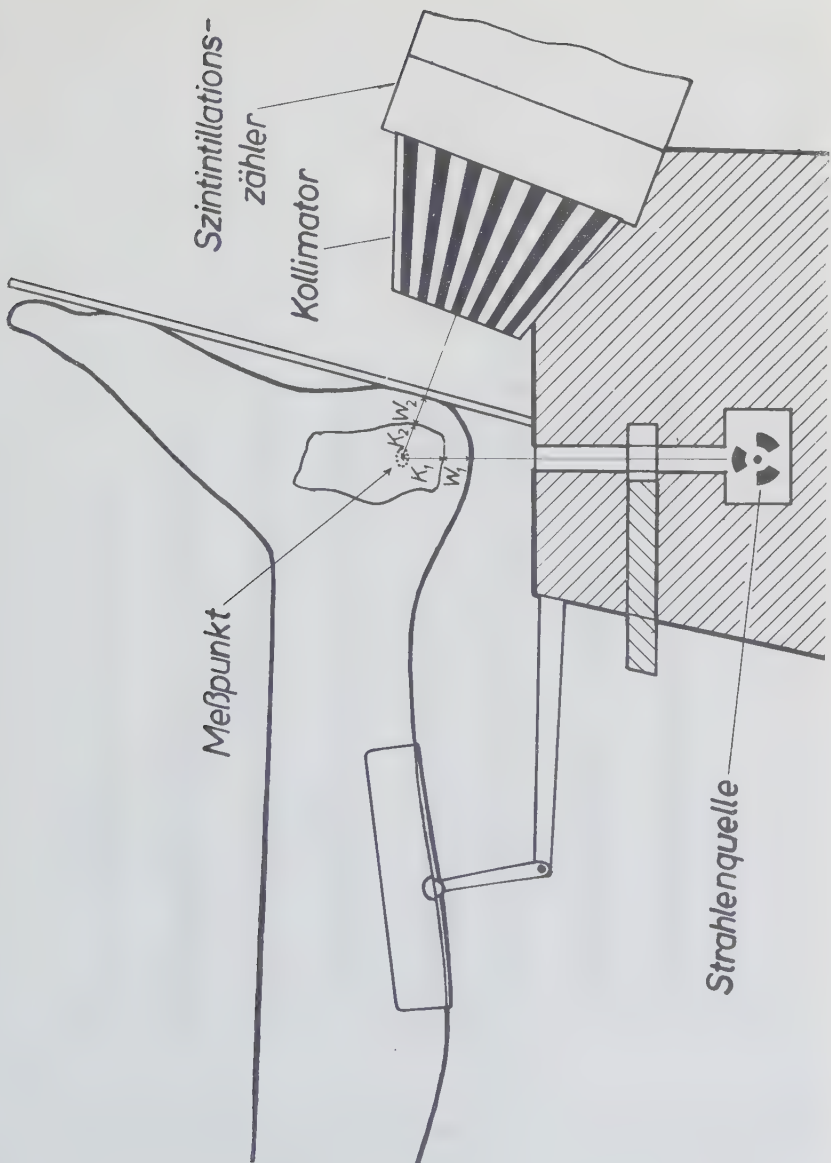


Abb.3: Schema der Apparatur zur Verwendung der Compton-Rückstreu-Methode am Calcaneus

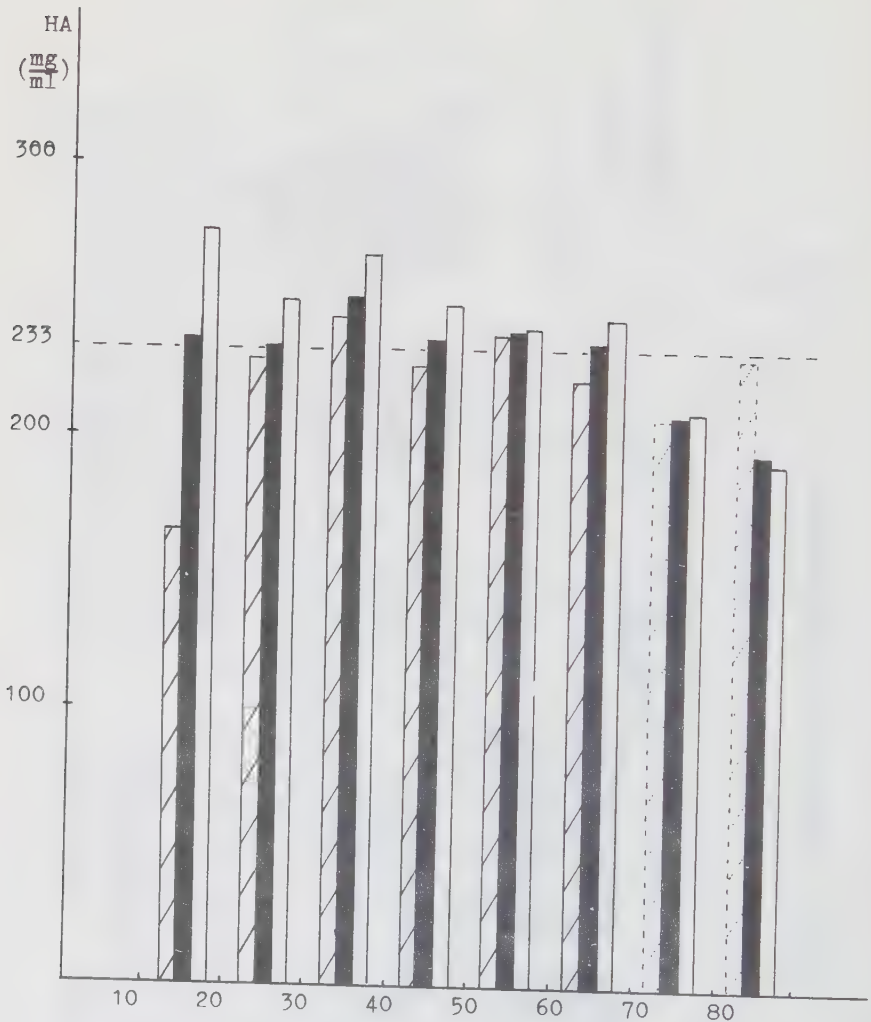
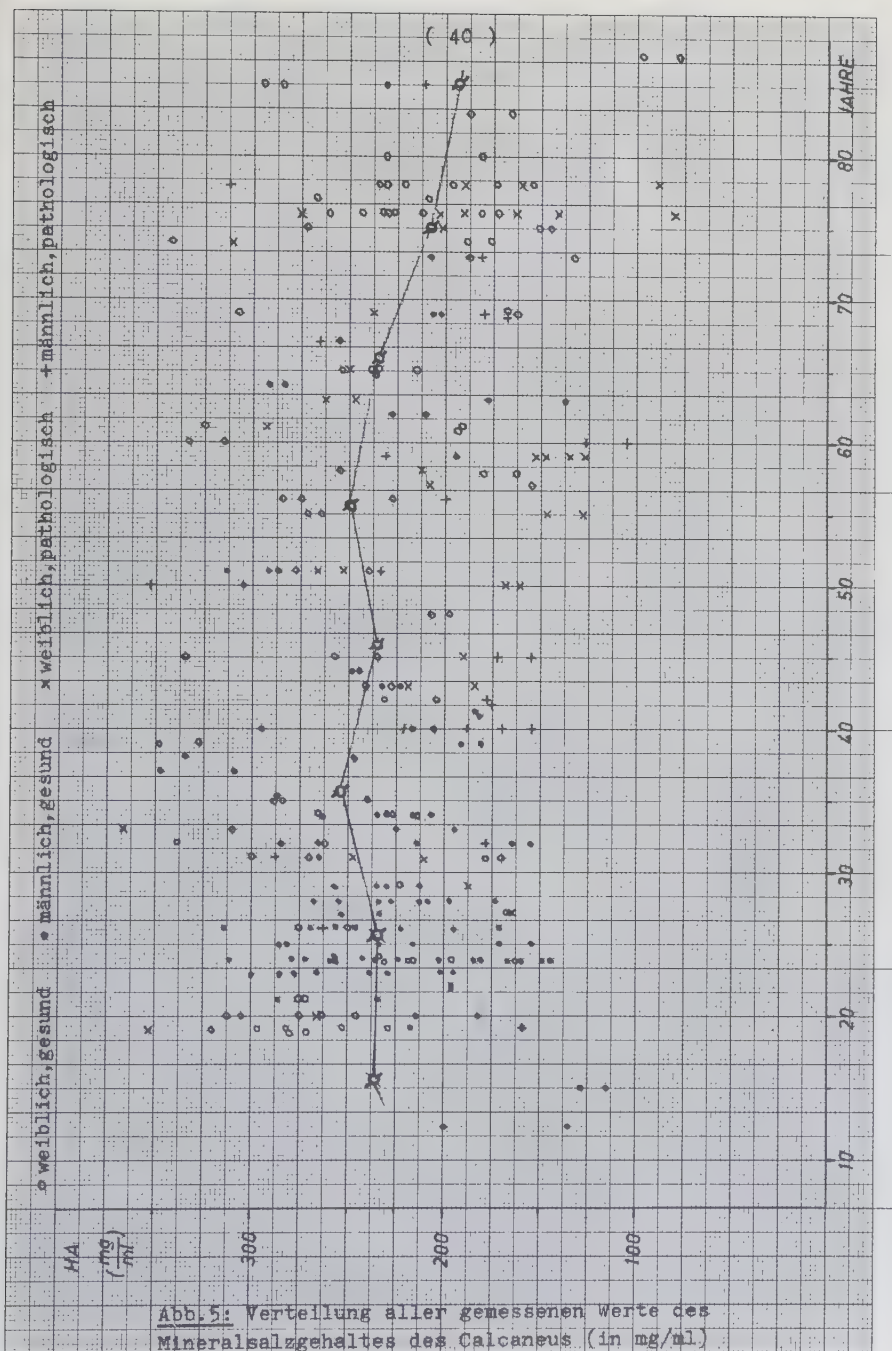


Abb.4: Mit der Compton-Rückstreu-Methode gemessener durchschnittlicher Mineralsalzgehalt (HA) gesunder Probanden aus verschiedenen Altersklassen (233 = Gesamtdurchschnitt aller HA-Werte , schraffiert = Männer , schwarz = Männer + Frauen , weiß = Frauen , gestrichelt : statistisch irrelevante Einzelwerte)



"in-vivo-messung"

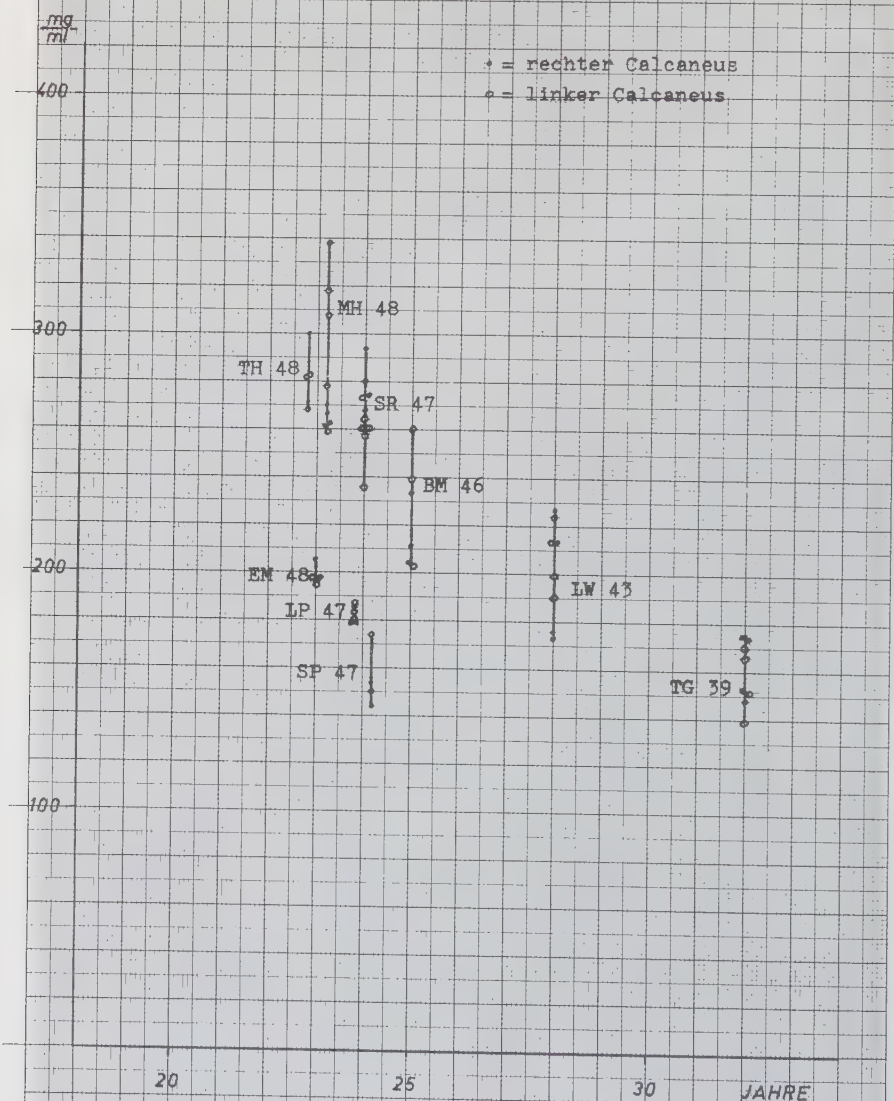


Abb.6: Verteilung der Werte des Mineralsalzgehaltes in mg/ml von neun, mehrfach zu verschiedenen Zeiten gemessenen, fußgesunden Probanden beim Calcaneus (vgl.Text).

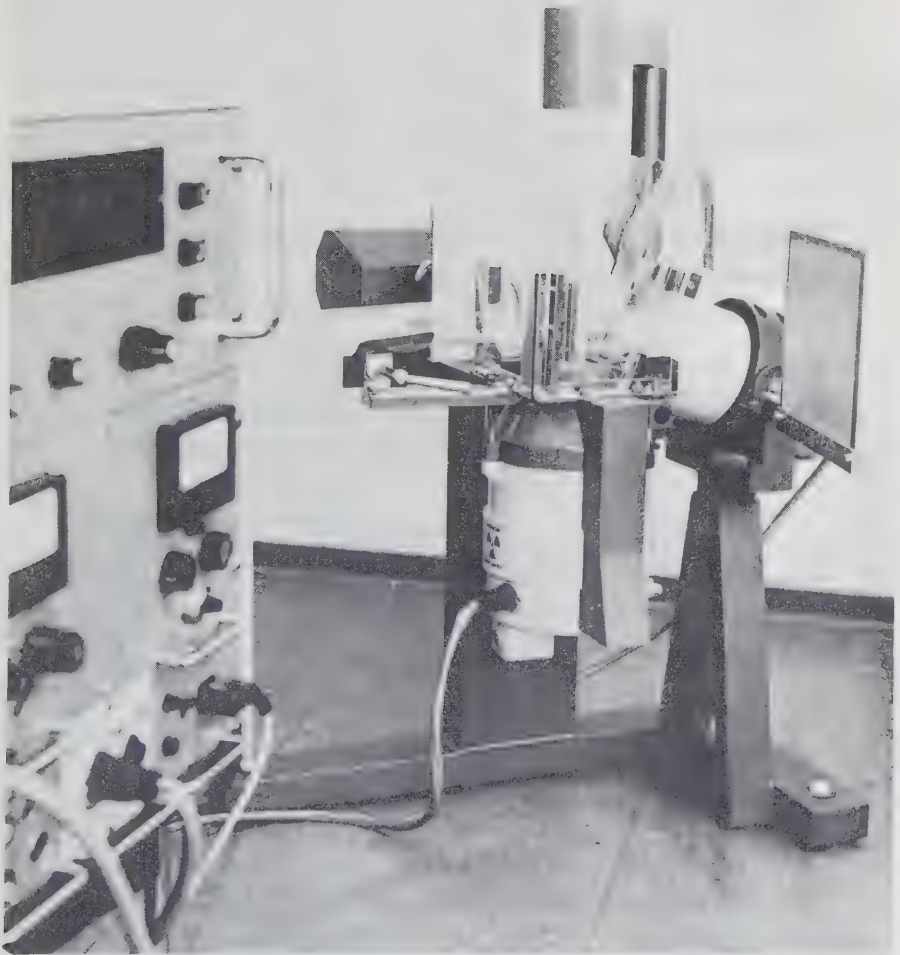


Abb.7: Die Apparatur zur Dichtebestimmung des Calcaneus nach der Compton-Rückstreu-Methode (Werkfoto Siemens)

Stoff	ρ_M	f	ρ_E	Compton-Dichte
P E T	0.89	1.14	1.04	1.0378
Wachs I	1.27	1.06	1.35	1.353
Wachs II	1.30	1.06	1.37	1.382
Wachs III	1.15	1.06	1.22	1.288
Plexiglas	1.18	1.08	1.28	1.293
Wachs IV	1.06	1.06	1.14	1.204
Aluminium	2.58	0.96	2.48	2.55
Schaumgummi	0.20	1.04	0.21	0.25
Holz	0.475	1.04	0.493	0.511
Magnesium	1.80	0.987	1.778	1.779
Polystrol	1.03	1.08	1.12	1.13
P V C	1.38	1.02	1.41	1.41
Plexigum	1.16	1.08	1.25	1.27

Tab.2: Meßgenauigkeit der Compton-Rückstreu-Methode
am Beispiel von Würfelkörpern verschiedener Dichte

Nr.	Weicht.- -Ersatz	Dichte _{PVC}	Compton- Dichte	Abweichung
1	Wasser	1.434	1.434	0,0 %
2	Wasser	1.434	1.442	+ 1,9 %
3	Wasser	1.434	1.421	- 3,3 %
4	Wasser	1.434	1.420	- 3,6 %
5	Wasser	1.434	1.438	+ 0,7 %
6	Wasser	1.434	1.445	+ 2,6 %
7	Benzin	1.434	1.435	+ 0,2 %
8	Glyzerin	1.434	1.436	+ 0,4 %

Tab.3: Meßgenauigkeit der Compton-Rückstreu-Methode
am Beispiel eines PVC-Calcanus-Phantoms (s.S.26f)

Meßpunkt- Nummer	Compton mg/ml	Asche mg/ml	Abweichung %
A 1	346	-	-
A 2	261	251	+ 4,4
A 3	252	250	+ 0,8
A 4	244	250	- 2,4
A 5	264	250	+ 5,6
A 6	282	283	- 0,4
B 1	339	322	+ 5,3
B 2	295	322	- 8,4
B 3	242	231	+ 4,7
B 4	294	239	+ 23,0
B 5	333	322	+ 3,4
B 6	271	-	-
B 7	311	322	- 3,4
C 1	120	121	- 0,8
C 2	207	206	+ 0,5
C 3	211	206	+ 2,4
C 4	188	206	- 8,7
C 5	234	206	+ 13,6
C 6	172	189	- 9,0
C 7	207	189	+ 9,5
C' 1	195	206	- 5,3
C' 2	185	206	- 9,2
C' 3	198	206	- 3,9
C' 4	197	189	+ 4,2
C' 5	219	189	+ 15,9

Tab.4: Vergleich der Mineralsalzgehalt-Ergebnisse exsidiierter Calcanei, gemessen nach der Veraschungs- und Compton-Rückstreu-Methode (vgl. Text S.27 f).

Alter Geschl. Mittelwert Standarddev. Streuung Anzahl

10-19	m	165.5	51.1	2610	4
	f	275.6	29.5	870	7
	s	235.5	66.2	4389	11
20-29	m	227.9	42.4	1804	58
	f	249.1	39.9	1593	25
	s	232.2	42.7	1825	83
30-39	m	243.8	53.8	2894	20
	f	267.1	56.4	3176	15
	s	253.8	55.3	3063	35
40-49	m	225.4	35.0	1224	9
	f	248.0	41.2	1696	7
	s	235.3	38.3	1465	16
50-59	m	236.4	82.0	6724	7
	f	239.5	45.2	2046	13
	s	238.5	58.5	3418	20
60-69	m	221.2	49.2	2418	9
	f	243.5	59.7	3569	13
	s	234.4	55.6	3087	22
70-79	m	(207.0)	-	-	1
	f	210.0	47.9	2296	24
	s	209.9	46.9	2201	25
80-89	m	(231.0)	-	-	1
	f	190.1	78.6	6173	8
	s	194.7	74.7	5587	9
10-89	R	231.9	53.5	2863	105
	L	233.6	49.0	2401	105
	s	232.8	51.8	2679	210

← Gesamt-Summe

Tab.5: Zusammenfassung der Ergebnisse in den verschiedenen Altersklassen (m=maskulin, f=feminin, s=Summe von m+f , Anzahl = Anzahl der vorgenommenen Messungen, R = rechter Fuß , L = linker Fuß) von Fuß-Gesunden .

Untersuchte Patienten, Altersklasse bis 19 Jahre

DE 56 m l	15J.	Ø 129	Ø 115
EM 52 f a	19J.	229	252
GL 52 m a	19J.	Ø 218	Ø 158 R (1/2J.)
MF 52 f p	19J.	297	281
MW 59 m a	12J.	200	135 R (1/4J.)
ND 52 f a	19J.	320	352 Meniscopath.
WI 52 f l	19J.	279	271

Erklärung der Abkürzungen :

Erste vier Schriftzeichen bedeuten eine Abkürzung für Familienname, Vorname und Geburtsjahr , z.B.
MH 13 für Müller Hans, geb. 1913

f = feminin , m = maskulin

l = leptosom, a = athletisch, p = pyknisch

Ø = Durchschnitt aus zwei Meßwerten (mg/ml)

Ø_x = Durchschnitt aus x verschiedenen Meßwerten

Erster Wert = Meßergebnis des rechten Calcaneus

Zweiter Wert = Meßergebnis des linken Calcaneus

D = Durchblutungsstörung der Beine

F = Fraktur in den letzten Wochen

O = diagnostizierte Osteoporose

R = Ruhigstellung oder Entlastung

Sp = Patient ist aktiver Sportler

RE = Meßpunkt liegt in der Substantia corticalis
(= Randzone)

Untersuchte Patienten, Altersklasse bis 29 Jahre

BF 50 f a	21J.	275	272
BH 45 m l	26J.	314	262 Meniscopath.
BK 45 m a	26J.	222	246
BM 46 m l	25J. $\emptyset_3$	216	$\emptyset_3$ 234
BP 47 m a	24J.	259	270
BR 46 m a	25J.	158	171
BR 47 f a	24J.	218	219 R (1 Mon.)
DG 45 m l	26J.	270	255
DG 47 f l	24J.	162	197
DH 44 m a	27J. $\emptyset$	164 Gonitis	$\emptyset$ 166
DJ 47 m a	24J.	311	258
ED 48 m a	23J.	239	228
EM 48 m l	23J. $\emptyset$	201	$\emptyset$ 196
FA 42 f a	29J.	187 R (1/4 J.)	224
FW 42 m a	29J.	211	256
FW 47 m a	24J.	202	224
GA 43 m a	28J.	227	212
HA 45 f a	26J.	275	250
HA 49 m a	22J.	197	197
HG 51 f a	20J. $\emptyset$	265 Patellalux.	$\emptyset$ 247
HH 43 m p	28J.	174	233
HW 48 m l	23J. $\emptyset$	168	$\emptyset$ 145
LG 50 m a	21J.	236	Sp 287
LP 47 m a	24J. $\emptyset_3$	181	$\emptyset_3$ 183
LW 43 m l	28J. $\emptyset_4$	198	$\emptyset_4$ 207

MH 48 m a	23J. $\emptyset_3$	265	$\emptyset_4$	300
MM 44 m a	27J.	232		253
PM 45 m l	26J.	196	$\emptyset$	174
RR 48 m l	23J. $\emptyset$	244	$\emptyset$	236
SA 46 m p	25J.	282		285
SE 51 f l	20J.	304		312
SH 42 m a	29J.	230		235
SP 47 m a	24J. $\emptyset$	149	$\emptyset$	162
SR 47 m a	24J. $\emptyset_5$	273	$\emptyset_5$	258
TD 51 m a	20J.	182		214
TH 48 m p	23J. $\emptyset$	285	$\emptyset_3$	277
VA 47 f a	24J.	233		229
WD 43 m a	28J.	255		269
WM 51 f a	20J.	275		264

Untersuchte Patienten, Altersklasse bis 39 Jahren

AK	40 m l	31J.	288 Gonitis	265	
BI	38 f p	33J.	310	366 Chondropath.	
BT	39 m a	32J.	178 Ischias	266	(Kniegel.)
BU	40 f p	31J.	211 Ischias?	271	
DG	40 f p	31J.	Ø 300	Ø 248 Coxarthrose	
HH	39 m p	32J.	Ø 214	284	
KW	37 m p	34J.	232	266	
LB	37 f l	34J.	216	214	
LF	34 m a	37J.	348	307	Sp
LU	36 f l	35J.	289	283	
LW	32 m a	39J.	191	180	
MA	38 f ?	33J.	227	266	
ME	32 f a	39J.	349	327	
MH	36 m ?	35J.	288	241	
MI	39 f a	32J.	262	345	
NP	33 m a	38J.	331	284	
OH	38 m l	33J.	195	225	
RM	40 f a	31J.	170	178	
SG	37 m a	34J.	206	229	
TG	39 m p	32J.	Ø ₅ 168	Ø ₅ 155	

Untersuchte Patienten, Altersklasse bis 49 Jahren

BE 26 f p	45J.	Ø 334	Ø 257
BH 31 m p	40J.	295	221 Osteochondr. dissecans
GW 26 m a	45J.	Ø 159 D, Billr.II	Ø 172 D
HA 27 m p	44J.	246	243
HG 31 m a	40J.	189 0	170 0
KA 28 m a	43J.	224	233
KR 30 m l	41J.	183	182
LM 23 f a	48J.	207 Ulc.ventr.	199
LR 28 f p	43J.	241	235
ME 29 f l	42J.	203	231
MK 31 m a	40J.	-	154 R (1 Mon.)
ML 28 f p	43J.	219 D	184 D
PG 29 m a	42J.	176 Coxalgie	177
RH 31 m ?	40J.	205	218
ZI 26 f ?	45J.	235	190 F

Untersuchte Patienten, Altersklasse bis 59 Jahren

BH 13 f p	58J.	255		215 D
FM 15 f p	56J.	228		200 D
FW 20 f a	51J.	252	Gonitis	267
HF 16 f a	55J.	129 D	Strumekt.	146 D
HG 13 f a	58J.	163		180
KA 20 m p	51J.	234	Myalgien	292
KH 14 f a	57J.	154		208 Coxarthrose
MA 21 f p	50J.	Ø 169	Strumekt.	Ø 161
NO 12 m a	59J.	Ø 231	F+1Mon.R	Ø 195
PE 15 f p	56J.	276		286
PL 20 m p	51J.	287		314
PM 20 f a	51J.	240		278
RE 12 f p	59J.	149	Gastr.+Gon- -arthrose	152
RJ 21 m p	50J.	305		352 RZ
SC 16 f p	55J.	Ø ₃ 271		Ø ₃ 264
SJ 12 m ?	59J.	135	Coxarthrose	127

Untersuchte Patienten, Altersklasse bis 69 Jahren

AH 06 f a	65J.	250 Gonitis	239
AO 11 m a	60J.	Ø 106 0	126 0
BC 10 f p	61J.	292 R(1 Woche)	324
BG 04 m a	67J.	254	Ø 264 Coxarthrose
DA 11 f p	60J.	316	332
DK 02 m a	69J.	202	206
DN 07 m p	64J.	Ø 291	Ø 283
HE 06 f p	65J.	236	214
HG 06 f a	65J.	235	252
KP 08 m ?	63J.	138	178
LG 02 m ?	69J.	180 Coxarthrose	168
LK 10 f a	61J.	189	190
PH 02 f l	69J.	163	168
RN 02 f p	69J.	308	238 Gonarthrose
SB 09 m a	62J.	229	210
SM 08 f p	63J.	247 Gonarthrose	262

Untersuchte Patienten, Altersklasse bis 79 Jahren

BE 95 f p	76J.	261	232
BW 96 f a	75J.	201 Myalgie	271
FV 95 f a	76J.	226	141 berührungsempfindlich
GE 95 f l	76J.	275 Fersensporn	211
HA 93 f l	78J.	174	89 D
HG 95 f l	76J.	167 O	80 O, Gelenkschmerzen
HJ 97 f p	74J.	176	188
HM 93 f p	78J.	Ø 231	Ø 221
KA 94 f a	77J.	209	269
LK 97 f p	74J.	311 F	342
ML 96 f a	75J.	146	151
MM 93 f l	78J.	154	197
RE 95 f a	76J.	173	181
RM 93 f p	78J.	160 D, Strumekt.	190
SE 95 f p	76J.	228	243
SG 98 f a	73J.	134	188
SS 93 f p	78J.	312 Fersensporn	234
ST 95 f l	76J.	190 O	203 O
TE 98 m a	73J.	181 D	207

Untersuchte Patienten, Altersklasse bis 89 Jahren

GB 84 f l	87J.	98	78
HM 91 f l	80J.	231	181
HS 86 f a	85J.	295	284
KG 88 f a	83J.	Ø 188	Ø 166
WS 86 m p	85J.	231	211 Gonitis

LITERATUR-VERZEICHNIS

- (1) BESSLER, W.: Veränderter Mineralgehalt des Knochens im Röntgenbild und Szintigramm. Radiologe 9.Jg., H.5, S.154-162 (1969)
- (2) BÖRNER, W., S.Grehn, E.Moll und E.Rauh: Ein ^{125}J -Profils Scanner zur Messung der Dichte der Knochensubstanz am Finger . Germ. med. Mth., Vol.XIV, No.6, p.301-305 (1969)
- (3) BÖRNER, W., S.Grehn, E.Moll und E.Rauh: Messung der Absorption des Fingerknochens mit einem ^{125}J -Profils Scanner. Fortschritte der Röntgenstrahlen 110, Nr.3, S.378 - 387 (1969)
- (4) CAMERON, J.R., and J.A.Sorenson: Measurement of bone mineral in vivo : An improved method . Science 142, p.230 (1963)
- (5) COURVOISIER, B.: Pathogénèses et diagnostics différentiels des ostéoporoses. Praxis 56, No.38, 1273-1275 (1967)
- (6) DIHLMANN, W.: Radiologische Frühzeichen der Spondylitis ankylopoetica und ihre diagnostische Wertigkeit. Dtsch.Med.Wochenschr., Nr.50, S.2442-2443 (1968)

- (7) EICHLER,J.: Inaktivitätsosteoporose . Akt.
Orthopädie,Heft 3, Thieme Verl.Stgt.(1970)
- (8) EICHLER,J.: Persönliche Mitteilung auf dem
58. Kongreß der Deutschen Gesellschaft für
Orthopädie und Traumatologie in Bonn 1971
- (9) FROMMHOLD,W.,u. G.Schoknecht: Untersuchung
über die Absorption und Feinstruktur von
Knochen mittels monochromatischer Röntgen-
strahlung . Fortschr.Röntgenstr.93, S.358
(1960)
- (10) GROSS,R.: Medizinische Diagnostik - Grund-
lagen und Praxis.Springer-Verl.Berl.(1969)
- (11) HAAS,H.G.: Die Abklärung von Knochenkrank-
heiten. Internist 7, S.558-564 (1966)
- (12) HARRISON,J.E., M.G.McNeill, J.M.Finlay, R.
H.Sheppard,and D.C.Mortimer: A Preliminary
Study of Human Calcium Metabolism Using
Long-Term Whole Body Tracer Measurements.
Canad.Med.Ass.J.94, p.1092-1097 (1966)
- (13) HAUSWALDT,Ch., J.Emmrich und W.Hunstein :
Osteoporose , Osteolyse und Osteosklerose
im Röntgenbild bei Plasmozytom und Morbus
Waldenström. Med.Klin.63, Nr.44,S.1756 f.,
(1968)

- (14) HEUCK,F.: Mikroradiographische Untersuchungen der Mineralisation des gesunden und kranken Knochengewebes. Radiologe, 9.Jg.,H.5, S.142-154 (1969)
- (15) HEUCK,F. und E.Schmidt: Die praktische Anwendung einer Methode zur quantitativen Bestimmung des Kalksalzgehaltes gesunder und kranker Knochen. Fortschr. Röntgenstr.93, S.761-783 (1960)
- (16) HEUCK,F.und E.Schmidt: Die quantitative Bestimmung des Mineralsalzgehaltes der Knochen aus dem Röntgenbild . Fortschr. Röntgenstr.93, S.523-554 (1960)
- (17) KEANE,B.E.,G.Spiegler and R.Davis:Quantitative evaluation of bone mineral by a radiographic method . Brit.J.Radiol., 32,162 (1959)
- (18) KRIESTER,A.: Möglichkeiten und Grenzen objektiver radiologischer Verfahren zur Bestimmung des Knochenmineralgehaltes durch vergleichende Absorptionsmessungen. Fortschr.Röntgenstr.109,Nr.2,S.174-184 (1968)
- (19) KROKOWSKI,E.: Definition und Bestimmung der Osteoporose.Münch.Med.Wsch.108.Jg., H.24, S.1288-1290 (1966)

- (20) KROKOWSKI,E.: Die Absorption von Röntgenstrahlen im Knochen . Fortschr.Röntgenstr. 91,S.76 (1959)
- (21) KROKOWSKI,E.: Frühdiagnose und Verlauf der Osteoporose. Münch.Med.Wsch. 109.Jg.,H.39, S.1981-1984 (1967)
- (22) KROKOWSKI,E.: Osteoporose - kein Calcium-mangelsyndrom. Med.Klin.66,Nr.51 (1971)
- (23) KROKOWSKI,E.: Quantitativer röntgenologischer Nachweis der Skeletdemineralisation. Radiologe 9.Jg.,H.5,S.138-142 (1969)
- (24) LINDER,A.: Statistische Methoden . Birkhäuser Verl. Basel-Stgt., S.87ff. (1964)
- (25) MASON,R.L., and C.Ruthven : Bone Density Measurements in vivo: Improvement of X-ray Densitometry. Science 150,S.221-222 (1964)
- (26) MAZESS,R.B. , J.R.Cameron, R.O'Connor and D.Knutzen : Accuracy of Bone Measurement . Science 145,S.388-389 (1964)
- (27) MEISSNER,J.: Über die radiologischen Verfahren zur Bestimmung des Mineralsalzgehaltes im Knochen. Radiologe 9.Jg., H.5,S. 129-138 (1969)

- (28) NELP, W.B., et al.: Measurement of total body calcium (bone mass) in vivo with the use of total body neutron activation analysis. J.Lab.Clin.Med. 76, No.1, p.151-162 (1970)
- (29) PETRES, J., A.Klümper und P.Majert: Zur Differentialdiagnose d. psoriatischen Arthropathie auf Grund röntgenmorphologischer Befunde. Der Hautarzt, 21.Jg., H.1, S.26-32 (1970)
- (30) SCHAEFER, P., und K.Schaefer: Radiologische Aspekte der urämischen Osteopathie. Radiologe 9.Jg., H.5, S.163-167 (1969)
- (31) SCHUSTER, W.: Über Methoden und Ergebnisse quantitativer Mineralsalzbestimmungen am kindlichen Skelett. Arch. Kinderheilk. 180, No.3, S.256-281, Ref.No.17066 K (1970)
- (32) SCHUSTER, W., K.H.Reiß u. K.Kramer: Quantitative Mineralsalzbestimmung am kindlichen Skelett. Dtsch.Med.Wschr. 94.Jg., Nr.39, S.1983-1987 (1969)
- (33) SEYSS, R.: Ein einfaches Hilfsmittel bei der Röntgenuntersuchung des Kniegelenks zwecks Feststellung des Knochenkalkgehaltes. Wiener Med.Wsch. 118, No.30-32, S.660 (1968)

- (34) STRÜTER, H.-D., und J. Rassow: Über ein Verfahren zur quantitativen Bestimmung des Mineralsalzgehaltes der Knochen mit radioaktiven Isotopen . Fortschr. Röntgenstr. 110, Nr. 4, S. 499-506 (1969) und 111, Nr. 2, S. 155-163 (1969)
- (35) VOSE, G.P.: Estimation of Changes in Bone Calcium Content by Radiographic Densitometry. Investigative Radiology, Vol. 5 p. 204, (1970)
- (36) VOSE, G.P., and L.M. Hurxthal: X-Ray Changes in the human heel during bed rest. Americ. Journ. of Roentg., Vol. 106, p. 486 (1969)
- (37) WAGNER, A.: Zur Diagnose und Behandlung der Osteoporose. Z.f. Allgemeinmedizin 44, H. 36, S. 1749-1759 (1968)

Besonderer Dank für die Überlassung des Themas
gebührt Herrn Prof. Dr. Dietrich Hohmann.

Für die immer freundliche Unterstützung bei der
Lösung aufgetretener Fragen und Probleme möchte
ich Herrn Oberarzt Dr. Robert Luther aus der
Orthopädischen Universitätsklinik , für Bereit-
stellung von Literatur den Farbwerken Hoechst AG
und für den hilfreichen Beistand in technischen
Belangen Herrn Günther Tressl herzlich danken.

LEBENS LAUF

Am 18.11.1947 wurde ich als erstes Kind des praktischen Arztes Dr.med.Georg Schürger und seiner Ehefrau Isolde Schürger, geb.Lösel, in Bamberg geboren. Nach vierjährigem Besuch der Volksschule im Heimatort Burghaslach wechselte ich 1958 an die Oberrealschule Scheinfeld, deren Besuch ich mit der Reifeprüfung im Juni 1967 abschloß . Es folgte ein einjähriges Studium der Tiermedizin in München, wobei das Vorphysikum abgelegt wurde. Anschließend studierte ich vom Wintersemester 68/69 an Humanmedizin an der Universität Erlangen-Nürnberg. Hier bestand ich im März 1970 die ärztliche Vorprüfung und nahm im Frühjahr 1971 in der Orthopädischen Universitätsklinik die Untersuchungen mit der Compton-Rückstreu-Methode unter der Leitung von Herrn Oberarzt Dr.Luther auf .



Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990
